

**19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**

**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

Offenlegungsschrift
DE 101 18 183 A 1

(51) Int. Cl.⁷:
A 61 B 6/08
 A 61 B 5/103
 G 01 S 17/88
 G 03 B 42/02

21 Aktenzeichen: 101 18 183.3
22 Anmeldetag: 11. 4. 2001
43 Offenlegungstag: 7. 11. 2002

⑦ Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:
Molz, Claudius, 91054 Buckenhof, DE; Scholz,
Hans-Peter, 91334 Hemhofen, DE

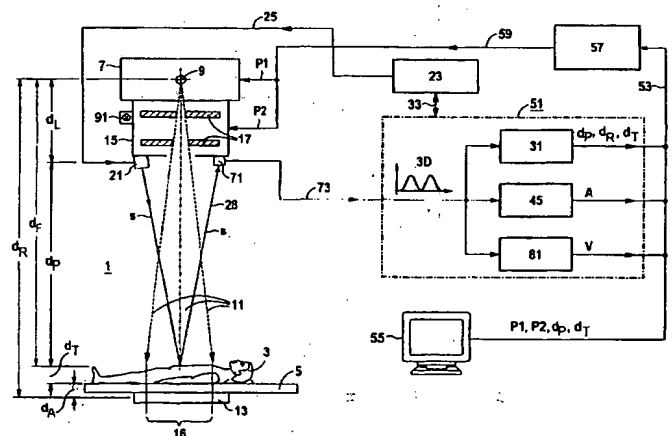
DE 198 02 499 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Röntengerät

57 Ein Röntgengerät (1) zur medizinischen Untersuchung eines Patienten (3) weist eine Röntgenstrahlungsquelle (7) zum Durchstrahlen des Patienten (3) und ein Detektormittel (13) zum Empfang der den Patienten (3) durchdringenden Röntgenstrahlen (11) auf. Außerdem ist eine Messeinrichtung zum Messen einer Wegstrecke (s , d_p) zwischen der Röntgenstrahlungsquelle (7) und dem Patienten (3) und/oder dem Detektormittel (13) vorhanden, die einen nach dem Laufzeitprinzip arbeitenden Lichtempfänger (27) umfasst. Vorzugsweise ist eine erste Auswerteeinheit (31) zur Bestimmung der Dicke (d_T) des Patienten (3) vorhanden, welche aus einer mittels des Lichtempfängers (27) berechneten Wegstrecke (s , d_p) eine Dicke (d_T) des Patienten (3) bestimmt.



DE 101 18 183 A 1

DE 101 18 183 A 1

[0001] Die Erfindung betrifft ein Röntgengerät zur medizinischen Untersuchung eines Patienten, mit einer Röntgenstrahlungsquelle zum Durchstrahlen des Patienten und mit einem Detektormittel zum Empfang der den Patienten durchdringenden Röntgenstrahlen.

[0002] In der konventionellen Röntgentechnik, z. B. bei der Projektions-Radiographie, ist die Größe des auf den zu untersuchenden Patienten auftreffenden Röntgenstrahlenbündels aus strahlenhygienischen Gründen so klein als möglich zu halten. Die Anpassung des Röntgenstrahlenbündels an den zu untersuchenden Bereich geschieht beispielsweise durch entsprechende Einstellung einer röntgenstrahlerseitig vorhandenen Blendeneinrichtung. Diese "objektnahe Einblendung" muss für jede Aufnahme individuell eingestellt werden. Diese Einstellung wurde bislang manuell von dem Bedienungspersonal vorgenommen, an einem Skelettaufnahmepplatz je nach Patientenaufkommen bis zu mehr als 100 mal am Tag. Für eine exakte Einstellung wäre jedes Mal die exakte Kenntnis des Abstandes zwischen der Röntgenstrahlungsquelle und dem Patienten erforderlich. Eine solche Abstandsmessung wurde vom medizinisch-technischen Personal bisher beispielsweise mittels eines Maßbandes vorgenommen, soweit die Messung – insbesondere bei hohem Patientenaufkommen – nicht ohnehin vergessen wurde.

[0003] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Röntgengerät anzugeben, bei welchem eine objektnahe Einblendung mit geringerem Aufwand vornehmbar ist.

[0004] Diese Aufgabe wird bei dem eingangs genannten Röntgengerät gemäß der Erfindung gelöst durch eine Messeinrichtung zum Messen einer Wegstrecke zwischen der Röntgenstrahlungsquelle und dem Patienten und/oder dem Detektormittel, wobei die Messeinrichtung einen nach dem Laufzeitprinzip arbeitenden Lichtempfänger umfasst.

[0005] Bei dem Röntgengerät nach der Erfindung wird eine gewünschte Wegstrecke also optisch gemessen. Dabei wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Lichts von ca. 300.000 km/s als bekannt vorausgesetzt und über eine Impuls- oder Phasenlaufzeit eines zum Patienten gesendeten und von diesem reflektierten oder auch durch diesen transmittierten Lichtstrahls gewonnen. Die Messung erfolgt in vorteilhafter Weise berührungslos. Ein Maßband ist nicht erforderlich. Eine Abstandsmessung mit dem Röntgengerät nach der Erfindung ist in einfacher Weise automatisierbar, so dass – mit Vorteil für die Strahlensicherheit des Patienten – sichergestellt ist, dass sie vom medizinisch-technischen Personal nicht vergessen wird. Außerdem sind präzise Messergebnisse erzielbar.

[0006] Vorzugsweise weist die Messeinrichtung eine dem Lichtempfänger zugeordnete Lichtquelle auf, vorzugsweise einen Laser, insbesondere zur Emission von Infrarot-, sichtbarem oder UV-Licht.

[0007] Der Lichtempfänger weist z. B. eine Zeitauflösung im Pikosekunden-, Subnanosekunden- oder Nanosekunden-Bereich auf und ist beispielsweise als PIN-Diode ausgebildet.

[0008] Die Lichtquelle ist insbesondere zur Emission kurzer Lichtimpulse oder zur Emission amplitudenmodulierten Lichts ausgebildet.

[0009] Die Messeinrichtung ist mit Vorteil in einfacher Weise in das Röntgengerät integrierbar, falls der Lichtempfänger und die Lichtquelle in der Nähe der Röntgenstrahlungsquelle, insbesondere an einer in baulicher Einheit mit dieser stehenden Struktur, beispielsweise an einer Oberfläche der patientenzugewandten Seite eines Gehäuses einer Blendeneinrichtung, angebracht.

[0010] Nach einer bevorzugten Ausgestaltung arbeitet die

Messeinrichtung in Reflexion. Hierzu ist der Lichtempfänger zum Empfang von Lichtstrahlen hergerichtet, die von der Oberfläche des Patienten bzw. des Detektormittels reflektiert wurden. Insbesondere sind der Lichtempfänger und die Lichtquelle entsprechend justiert.

[0011] Nach einer bevorzugten Weiterbildung weist das Röntgengerät nach der Erfindung einen elektronisch auslesbaren, zweidimensionalen Bildsensor auf zur Aufnahme eines Bildes von der der Röntgenstrahlungsquelle zugewandten Oberfläche des Patienten. Das derart weitergebildete Röntgengerät hat den Vorteil, dass nicht nur eine Abstands- oder Tiefeninformation gewinnbar ist, sondern auch eine Information über die laterale Ausdehnung des Patienten oder des zu untersuchenden Bereichs. Mit einer solchen zusätzlichen Information ist eine noch präzisere Einstellung oder Voreinstellung der Blende und/oder der Röntgenstrahlungsquelle möglich. Dadurch ist die zur Untersuchung notwendige Strahlungsdosis weiter vermindерbar.

[0012] Nach einer ganz besonders bevorzugten Ausgestaltung sind der zweidimensionale Bildsensor und der Lichtempfänger in ein gemeinsames Sensorarray derart integriert, dass mittels des Sensorarrays ein Oberflächenprofil des Patienten erfassbar ist.

[0013] Ein hierzu geeignetes Sensorarray ist beispielsweise realisiert in einer 3D-Kamera nach dem Laufzeitverfahren unter Verwendung elektromagnetischer Wellen, vorzugsweise von Lichtquellen, mit mindestens einem Sender, der eine Lichtwelle auf den Patienten sendet, sowie einem Empfänger, der die in Richtung des Empfängers reflektierte Lichtquelle über einen zweidimensionalen Detektor empfängt und demoduliert, einer vom Sender zum Empfänger führenden Referenzlichtstrecke, einem Modulationsgenerator, der sowohl den Sender als auch zum Zweck der Demodulation den Empfänger elektronisch moduliert, einer Ablaufsteuerung und einer Auswerteeinheit, die pixelweise aus den gemessenen Intensitätswerten die Laufzeitbeziehungen und damit die 3D-Koordinaten des Patienten ermittelt und daraus ein dreidimensionales Bild oder Oberflächenprofil des Patienten rekonstruiert. Eine solche 3D-Kamera ist beispielsweise aus der DE 44 39 298 A1 bekannt. Auf die diesbezügliche Offenbarung wird ausdrücklich Bezug genommen.

[0014] Als Sensorarray ist außerdem eine Vorrichtung zur Bestimmung der Phasen- und/oder Amplitudeninformation einer elektromagnetischen Welle gemäß WO 98/10255 geeignet. Bei dem darin beschriebenen Bildsensor kann jedes Pixel als zusammengesetztes Pixel aufgefasst werden, welches aus einem intensitätsempfindlichen Pixel zur Erzeugung eines 2D-Bildes und einem zusätzlichen, die Tiefeninformation ergebenden Pixel zusammengesetzt ist. Ein solcher Sensorarray ist beispielsweise in kompakter Weise auf einem Chip realisierbar. Bei einer bevorzugten Ausführungsform in CMOS-Technologie ist den Pixeln jeweils eine on-Chip-Auslese- und Signalvorverarbeitungselektronik nachschaltbar. Auf die Offenbarung der WO 98/10255, insbesondere auf das Verfahren nach dem Anspruch 1, das photonische Mischelement nach Anspruch 17 sowie auf die Vorrichtung zur Bestimmung der Phaseninformation nach Anspruch 30, insbesondere jeweils auf die Ausbildung jedes Pixels mit mindestens zwei lichtempfindlichen Modulations-Photogates und zugeordneten Akkumulationsgates, wird ausdrücklich Bezug genommen.

[0015] Nach einer anderen bevorzugten Weiterbildung weist das Röntgengerät nach der Erfindung eine erste Auswerteeinheit zur Berechnung einer von der gemessenen Wegstrecke abgeleiteten Größe auf.

[0016] Vorzugsweise ist die erste Auswerteeinheit zur Bestimmung des Abstands zwischen Röntgenstrahlungsquelle

und dem Patienten und/oder dem Detektormittel ausgebildet, wozu die gemessene Wegstrecke und ein oder mehrere vorbekannte Abstände verwendet werden. Der Abstand zwischen der Röntgenstrahlungsquelle und dem Detektormittel ist – neben der "objektnahen Einblendung" – ein zweiter wichtiger zu kontrollierender und einzuhaltender Parameter bei Durchführung einer Röntgenuntersuchung. Dieser Abstand soll nicht wesentlich abweichen von einschlägigen Empfehlungen, beispielsweise 180 cm bei Thorax-Aufnahmen, 115 cm bei Skelett-Aufnahmen usw. Dies gilt auch bei schrägen Einstrahlungen, wo die Abstandsbestimmung und/oder -kontrolle nicht in einfacher Weise von einem bei dem Röntgengerät gegebenenfalls vorhandenen mechanischen Anzeigemittel, beispielsweise einem Skalenring, anzeigbar ist. Die Bestimmung des Abstandes zwischen der Röntgenstrahlungsquelle und dem Detektormittel ist mittels der ersten Auswerteeinheit in vorteilhafter Weise automatisierbar und auch bei schrägen Einstrahlungen exakt durchführbar.

[0017] Nach einer anderen vorzugsweisen Ausgestaltung ist die erste Auswerteeinheit zur Bestimmung der Dicke des Patienten ausgebildet, wozu die gemessene Wegstrecke und ein oder mehrere vorbekannte Abstände verwendet werden. Die Patientendicke oder -stärke ist ein dritter wichtiger Parameter, welcher für die Untersuchung des Patienten bislang meist nur abgeschätzt wurde. Die, gegebenenfalls lokale, Patientendicke beeinflusst die Schwächung des Röntgenstrahlenbündels und muss somit bei Einstellung der Röntgendosis der Röntgenstrahlungsquelle berücksichtigt werden. Dies ist insbesondere bei einer Betriebsart ohne Belichtungsautomatik (Zweipunkt-Technik) von Bedeutung, die z. B. bei Extremitäten-Aufnahmen eingesetzt wird. Die Bestimmung der Patientendicke mittels der ersten Auswerteeinheit ist in vorteilhafter Weise automatisierbar, so dass auch Fehlschätzungen durch das Betriebspersonal vermeidbar sind.

[0018] Nach einer anderen vorzugsweisen Weiterbildung weist das Röntgengerät eine zweite Auswerteeinheit auf zur Berechnung einer lateralen Ausdehnung, insbesondere einer Querschnittsfläche, des Patienten aus dem aufgenommenen Bild des zweidimensionalen Bildsensors oder des Sensorarrays. Damit ist eine noch präzisere Einstellung der strahlungsquellenseitigen Blendeneinrichtung hinsichtlich einer "objektnahen Einblendung" möglich. Darüber hinaus kann bei Kenntnis sowohl der Patientendicke als auch der lateralen Ausdehnung des Patienten ein Patientenvolumen abgeschätzt werden, wodurch die Strahlungsdosis noch exakter einstellbar ist.

[0019] Zur Anzeige der gemessenen oder bestimmten Größen ist vorzugsweise eine einer Bedienperson zuwendbare Anzeigeeinrichtung vorhanden.

[0020] Auf der Anzeigeeinrichtung ist insbesondere die gemessene Wegstrecke anzeigbar, vorzugsweise zusammen mit einem daraus berechneten Vorschlagswert zur Einstellung eines Gerätebetriebsparameters, beispielsweise zur Einstellung der Blendeneinrichtung oder zur Ansteuerung einer Röntgenröhre.

[0021] Ebenfalls bevorzugt ist auf der Anzeigeeinrichtung die aus der gemessenen Wegstrecke abgeleitete Größe, insbesondere der Abstand zwischen der Röntgenstrahlungsquelle und dem Patienten und/oder die Patientendicke, anzeigbar, vorzugsweise zusammen mit einem daraus berechneten Vorschlagswert zur Einstellung eines Gerätebetriebsparameters, beispielsweise einer Dosiseneinstellung der Röntgenstrahlungsquelle.

[0022] Auf der Anzeigeeinrichtung kann auch die laterale Ausdehnung des Patienten angezeigt werden, vorzugsweise zusammen mit einem daraus berechneten Vorschlagswert zur Einstellung eines Gerätebetriebsparameters.

[0023] Die Anzeige der jeweiligen Werte auf der Anzeigeeinrichtung führt zu einer erheblichen Erleichterung für das Bedienpersonal.

[0024] Nach einer ganz besonders bevorzugten Weiterbildung weist das Röntgengerät eine Steuereinrichtung auf, welche einen Gerätebetriebsparameter automatisch einstellt oder voreinstellt.

[0025] Dabei wird zur Einstellung bzw. Voreinstellung vorzugsweise die gemessene Wegstrecke verwendet.

[0026] Ebenfalls bevorzugt verwendet die Steuereinrichtung zur Einstellung bzw. Voreinstellung die aus der gemessenen Wegstrecke abgeleitete Größe und/oder die laterale Ausdehnung des Patienten.

[0027] Durch die Steuereinrichtung wird insbesondere eine automatische Voreinstellung vorgenommen, so dass das Bedienpersonal, für eine gegebenenfalls nachoptimierende Endeinstellung nur noch in geringem Umfang Bedienbewegungen vornehmen muss, die – wie beispielsweise das Drehen eines Handrades – bislang nur anstrengend und zeitaufwendig möglich waren. Zur Einstellung oder Voreinstellung der Gerätebetriebsparameter sind gegebenenfalls geeignete Stellmittel, beispielsweise ein Stellmotor, vorhanden.

[0028] Zwei Ausführungsbeispiele eines Röntgengeräts nach der Erfindung werden nachfolgend anhand der Fig. 1 und 2 näher erläutert. Es zeigen:

[0029] Fig. 1 ein erstes Ausführungsbeispiel eines Röntgengeräts nach der Erfindung, und

[0030] Fig. 2 ein zweites Ausführungsbeispiel eines Röntgengeräts nach der Erfindung.

[0031] Fig. 1 zeigt ein Röntgengerät 1, mit welchem ein auf einer Liege 5 liegender Patient 3 untersucht werden soll. Das Röntgengerät 1 umfasst eine Röntgenröhre oder Röntgenstrahlungsquelle 7, aus deren Sendefokus 9 Röntgenstrahlen 11 in Richtung auf den Patienten 3 emittiert werden. Die Röntgenstrahlen 11 durchstrahlen den Patienten 3 und die Liege 5 und werden von einem darunter angeordneten Detektormittel 13, beispielsweise einem Röntgenfilm, einer Speicherfolie oder einem elektronisch auslesbaren Röntgendetektorarray, empfangen.

[0032] Die Röntgenstrahlungsquelle 7 emittiert Röntgenstrahlen weitgehend diffus. Um den Patienten 3 nicht einer unnötigen Röntgenstrahlendosis auszusetzen, werden nicht benötigte Röntgenstrahlen mittels einer Blendeneinrichtung 15 ausgeblendet, so dass lediglich ein zu untersuchender Bereich 16 des Patienten 3 mit Röntgenstrahlen beaufschlagt wird. Mittels der Blendeneinrichtung 15 werden die Röntgenstrahlen also objekt- oder bereichsnahe eingeblendet. Die Blendeneinrichtung 15 weist hierzu mehrere Blendenlamellen 17 auf, die in lateraler Richtung mittels eines nicht explizit dargestellten Stellmotors unabhängig voneinander verschiebbar sind.

[0033] Zur Bestimmung einer Wegstrecke s zwischen der Röntgenstrahlungsquelle 7 und dem Patienten 3 ist eine als Laser ausgebildete Lichtquelle 21 vorhanden, die über eine elektrische Leitung 25 mit einem Modulator 23 in Verbindung steht, so dass die Lichtquelle 21 amplitudenmoduliertes oder gepulstes Licht emittiert.

[0034] Zur Messung der genannten Wegstrecke s ist außerdem ein Lichtempfänger 27 vorhanden, der einen von der Lichtquelle 21 emittierten und von der Patientenoberfläche reflektierten Lichtstrahl 28 empfängt. Der Lichtempfänger 27 ist beispielsweise eine PIN-Diode mit hoher Zeitauflösung. Der Lichtempfänger 27 steht über eine Leitung 29 mit einer ersten Auswerteeinheit 31 in Verbindung.

[0035] Die erste Auswerteeinheit 31, die ihrerseits über eine der Synchronisation dienende Leitung 33 mit dem Modulator 23 in Verbindung steht, weist sowohl ein Laufzeit-auswertemodul 35 als auch ein Zusatzmodul 37 auf. Im

Laufzeitauswertemodul 35 wird aus der als bekannt vorausgesetzten Lichtgeschwindigkeit und der Impulslaufzeit zwischen der Lichtquelle 21 und dem Lichtempfänger 27 die entsprechende vom Licht zurückgelegte Wegstrecke 2 s berechnet.

[0036] Im dargestellten Beispiel findet eine V-förmige Beleuchtung des Patienten 3 mittels der Lichtquelle 21 statt. In diesem Fall wird aus der halben gemessenen Wegstrecke s mittels Triangulation eine Projektion und somit der Abstand d_p zwischen dem Lichtempfänger 27 und der Patientenoberfläche ermittelt. Diese Umrechnung kann gegebenenfalls entfallen, falls die Lichtquelle 21 und der Lichtempfänger 27 nur geringfügig voneinander beabstandet sind. Im Beispiel der Fig. 1 sind der Lichtempfänger 27 und die Lichtquelle 21 an der Außenseite einer Gehäuseoberfläche der Blendeneinrichtung 15, also in baulicher Einheit mit der Röntgenstrahlungsquelle 7, angebracht.

[0037] Im Zusatzmodul 37 werden aus dem Lichtempfänger-Patientenoberfläche-Abstand d_p und aus mehreren vorkannten, gerätespezifischen Abständen zwei abgeleitete Größen ermittelt:

- a) Ein Abstand d_R zwischen dem Sendefokus 9 und der Patientenoberfläche wird ermittelt gemäß:

$$d_R = d_p + d_L \quad [\text{Gl. 1}]$$

- b) Eine Patientendicke d_T wird berechnet gemäß:

$$d_T = d_F - (d_L + d_p + d_A) \quad [\text{Gl. 2}]$$

[0038] Darin steht d_A für eine Dicke der Liege 5, d_F für einen Abstand zwischen dem Sendefokus 9 und dem Detektormittel 13 sowie d_L für einen Abstand zwischen dem Sendefokus 9 und der Ebene des Lichtempfängers 27 und der Lichtquelle 21. Die drei letztgenannten Abstände d_L , d_F , d_A sind vorab gesondert gemessen worden und werden als bekannt vorausgesetzt.

[0039] Alternativ könnte z. B. d_F bestimmt werden, falls d_L , d_T und d_A als bekannt angesehen oder geschätzt werden.

[0040] Das Röntgengerät 1 gemäß Fig. 1 umfasst außerdem einen zweidimensionalen Bildsensor 41, beispielsweise ein Photodiodenarray oder eine CCD-Kamera, mittels derer ein Bild von der der Röntgenstrahlungsquelle 7 zugewandten Oberfläche des Patienten 3 aufnehmbar ist. Die Empfangssignale des Bildsensors 41 sind über eine Leitung 43 einer zweiten Auswerteeinheit 45 zuführbar, die ihrerseits ein Muster- oder Konturerkennungsmodul 47 und ein weiteres Modul 49 umfasst. Die erste Auswerteeinheit 31 und die zweite Auswerteeinheit 45 bilden zusammen eine Auswerteeinrichtung 51, die beispielsweise als Computer oder als Teil hiervon realisiert ist, wobei in den Computer eine entsprechende Auswertesoftware geladen ist. In dem Computer sind die vorkannten Parameter d_L , d_F , d_A abgespeichert.

[0041] Von dem weiteren Modul 49 wird aus den erkannten Patientenkonturen eine laterale Ausdehnung oder Querschnittsfläche A des Patienten 3 bestimmt.

[0042] Die von den Auswerteeinheiten 31, 45 erzeugten Größen d_R , d_T bzw. A sind zusammen mit der gemessenen Wegstrecke s bzw. dem Lichtempfänger-Patientenoberfläche-Abstand d_p über eine Datenleitung 53 oder einen Datenbus sowohl einer Anzeigeeinrichtung 55 als auch einer Steuereinrichtung 57 zugeführt. Die gemessenen oder abgeleiteten Größen d_p , s bzw. d_R , d_T , A sind für das medizinische Personal auf der Anzeigeeinrichtung 55 einsehbar, so dass eine Bedienung des Röntgengeräts 1 vereinfacht und er-

leichtert ist.

[0043] Die Steuereinrichtung 57 ist über eine Steuereinrichtung 55 mit der Röntgenstrahlungsquelle 7 und der Blendeneinrichtung 15 verbunden. Sie nimmt in Abhängigkeit von den gemessenen bzw. abgeleiteten Größen s, d_p bzw. d_R , d_T , A Voreinstellungen von Gerätebetriebsparametern P1, P2 vor, und zwar insbesondere eine Voreinstellung der Strahlungsdosis an der Röntgenstrahlungsquelle 7 (P1) und eine Voreinstellung an der Blendeneinrichtung 15 (P2).

[0044] Das in Fig. 2 dargestellte zweite Ausführungsbeispiel ist weitestgehend mit dem in Fig. 1 dargestellten Ausführungsbeispiel identisch, mit dem Unterschied, dass der Lichtempfänger 27 und der Bildsensor 41 der Fig. 1 bei dem zweiten Ausführungsbeispiel zu einem gemeinsamen Sensorarray 71 zusammengefasst sind. Ein solches Sensorarray 71 ist beispielsweise auf einem Halbleiterchip aufgebaut und in CMOS-Technik ausgeführt. Ein solches Sensorarray 71 ist beispielsweise beschrieben in WO 98/10255, insbesondere in den Fig. 13 und 14 sowie in der zugehörigen Beschreibung, Seite 34, Zeile 18 bis Seite 37, Zeile 31.

[0045] Von dem Sensorarray 71 führt eine gemeinsame Leitung 73 zu der Auswerteeinrichtung 51, in welcher das von dem Sensorarray 71 erzeugte Oberflächenprofil 3D des Patienten 3 ausgewertet wird. Die Patientendicke d_T und/oder der Sendefokus-Patientenoberfläche-Abstand d_R sind bei dem zweiten Ausführungsbeispiel erheblich genauer ermittelbar, da jeweils ein Mittelwert aus mehreren, aus dem Oberflächenprofil 3D erhaltenen Werten bildbar ist.

[0046] Neben der ersten Auswerteeinheit 31 und der zweiten Auswerteeinheit 45 ist bei diesem Ausführungsbeispiel eine dritte Auswerteeinheit 81 vorhanden, mittels der aus dem ermittelten Oberflächenprofil 3D ein Volumen V des Patienten 3 berechnet wird. Dieses Volumen V wird zusätzlich zu den Ausgangsdaten d_p , d_R , d_T , A der ersten Auswerteeinheit 31 und der zweiten Auswerteeinheit 45 über die Datenleitung 53 der Anzeigeeinrichtung 55 und der Steuereinrichtung 57 zugeführt.

[0047] Das Röntgengerät 1 nach der Erfindung weist ein nicht im Detail dargestelltes Lichtvisier auf, wovon nur eine Lampe 91 angedeutet ist. Das Lichtvisier kann in vorteilhafter Weise mit einer Ansteuerung des Bildsensors 41 oder des Sensorarrays 71 gekoppelt werden. Beispielsweise richtet sich der Bildsensor 41 bzw. das Sensorarray 71 automatisch auf die anvisierte Stelle aus.

Patentansprüche

1. Röntgengerät (1) zur medizinischen Untersuchung eines Patienten (3), mit einer Röntgenstrahlungsquelle (7) zum Durchstrahlen des Patienten (3), mit einem Detektormittel (13) zum Empfang der den Patienten (3) durchdringenden Röntgenstrahlen (11) und mit einer Messeinrichtung zum Messen einer Wegstrecke (s, d_p) zwischen der Röntgenstrahlungsquelle (7) und dem Patienten (3) und/oder dem Detektormittel (13), wobei die Messeinrichtung einen nach dem Laufzeitprinzip arbeitenden Lichtempfänger (27) umfasst.
2. Röntgengerät (1) nach Anspruch 1, wobei die Messeinrichtung eine dem Lichtempfänger (27) zugeordnete Lichtquelle (21) aufweist, vorzugsweise einen Laser, insbesondere zur Emission von Infrarot-, sichtbarem oder UV-Licht.
3. Röntgengerät (1) nach Anspruch 2, wobei der Lichtempfänger (27) und die Lichtquelle (21) in der Nähe der Röntgenstrahlungsquelle (7), insbesondere an einer in baulicher Einheit mit dieser stehenden Struktur, angebracht sind.
4. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 3,

wobei der Lichtempfänger (27) zum Empfang von Lichtstrahlen (28) hergerichtet ist, die von der Oberfläche des Patienten (3) bzw. des Detektormittels (13) reflektiert wurden.

5. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 4, mit einem elektronisch auslesbaren, zweidimensionalen Bildsensor (41) zur Aufnahme eines Bildes von der der Röntgenstrahlungsquelle (7) zugewandten Oberfläche des Patienten (3).

6. Röntgengerät (1) nach Anspruch 5, wobei der zweidimensionale Bildsensor (41) und der Lichtempfänger (27) in ein gemeinsames Sensorarray (71) derart integriert sind, dass mittels des Sensorarrays (71) ein Oberflächenprofil (3D) des Patienten (3) erfassbar ist.

7. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, mit einer ersten Auswerteeinheit (31) zur Berechnung einer von der gemessenen Wegstrecke (s , d_p) abgeleiteten Größe (d_R , d_T).

8. Röntgengerät (1) nach Anspruch 7, wobei die erste Auswerteeinheit (31) zur Bestimmung des Abstandes (d_R) zwischen der Röntgenstrahlungsquelle (7) und dem Patienten (3) und/ oder dem Detektormittel (13) ausgebildet ist und wobei zur Bestimmung die gemessene Wegstrecke (s , d_p) und ein oder mehrere vorbekannte Abstände (d_L , d_F , d_A) verwendet sind.

9. Röntgengerät (1) nach Anspruch 7 oder 8, wobei die erste Auswerteeinheit (31) zur Bestimmung der Dicke (d_T) des Patienten (3) ausgebildet ist und wobei zur Bestimmung die gemessene Wegstrecke (s , d_p) und ein oder mehrere vorbekannte Abstände (d_L , d_F , d_A) verwendet sind.

10. Röntgengerät (1) nach Anspruch 5 oder 6, mit einer zweiten Auswerteeinheit (45) zur Berechnung einer lateralen Ausdehnung (Λ) des Patienten (3) aus dem aufgenommenen Bild.

11. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, mit einer einer Bedienperson zuwendbaren Anzeigeeinrichtung (55).

12. Röntgengerät (1) nach Anspruch 11, wobei auf der Anzeigeeinrichtung (55) die gemessene Wegstrecke (s , d_p) anzeigbar ist, vorzugsweise zusammen mit einem daraus berechneten Vorschlagswert zur Einstellung eines Gerätebetriebsparameters ($P1$, $P2$).

13. Röntgengerät (1) nach Anspruch 11 oder 12 und nach einem der Ansprüche 7 bis 9, wobei auf der Anzeigeeinrichtung (55) die aus der gemessenen Wegstrecke (s , d_p) abgeleitete Größe (d_R , d_T) anzeigbar ist, vorzugsweise zusammen mit einem daraus berechneten Vorschlagswert zur Einstellung eines Gerätebetriebsparameters ($P1$, $P2$).

14. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 11 bis 13 und nach Anspruch 10, wobei auf der Anzeigeeinrichtung (55) die laterale Ausdehnung (Λ) des Patienten (3) anzeigbar ist, vorzugsweise zusammen mit einem daraus berechneten Vorschlagswert zur Einstellung eines Gerätebetriebsparameters ($P1$, $P2$).

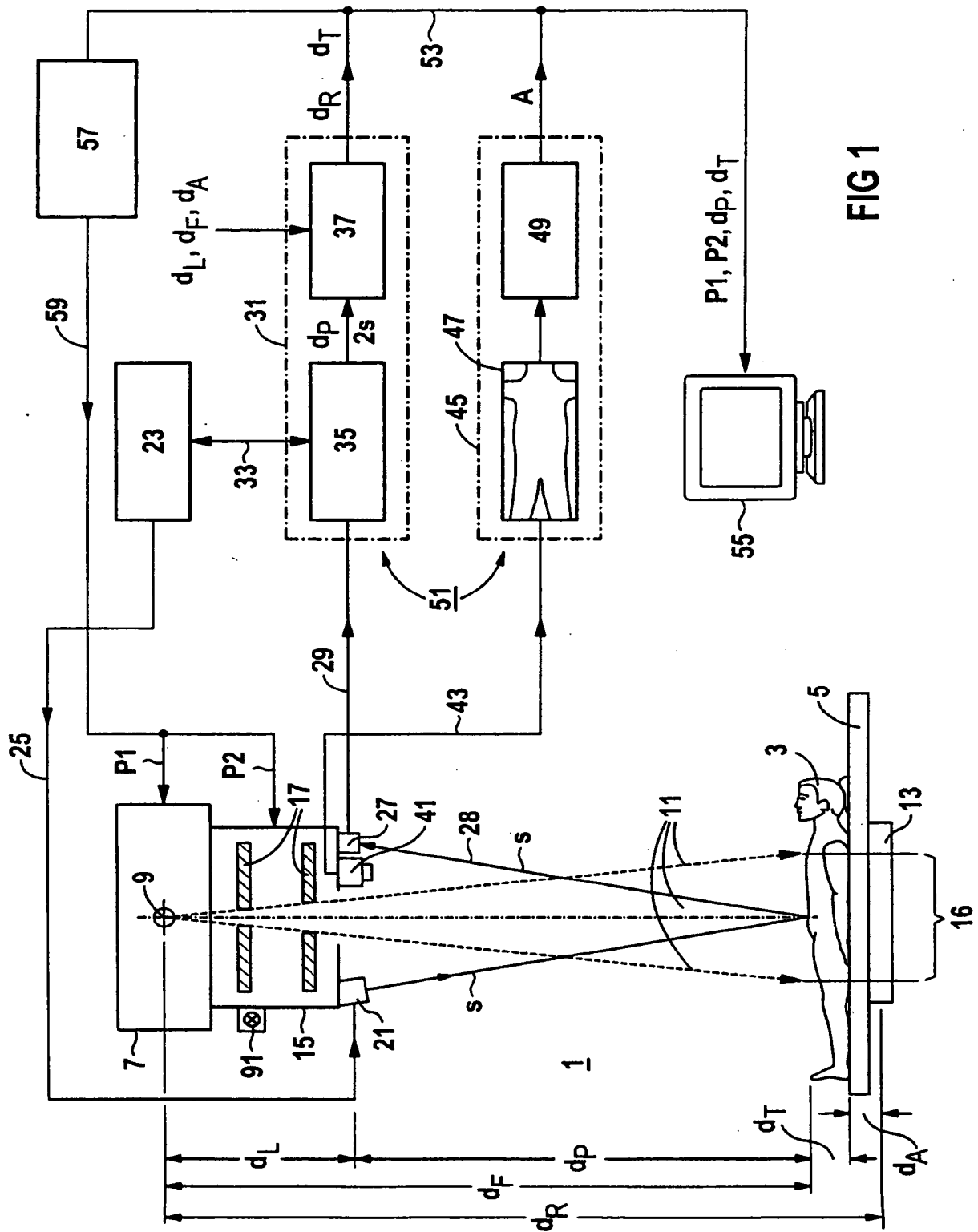
15. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 14, mit einer Steuereinrichtung (57), welche einen Gerätebetriebsparameter ($P1$, $P2$) automatisch einstellt oder voreinstellt.

16. Röntgengerät (1) nach Anspruch 15, wobei die Steuereinrichtung (57) zur Einstellung bzw. Voreinstellung die gemessene Wegstrecke (s , d_p) verwendet.

17. Röntgengerät (1) nach Anspruch 15 oder 16 und nach einem der Ansprüche 7 bis 9, wobei die Steuereinrichtung (57) zur Einstellung bzw. Voreinstellung die aus der gemessenen Wegstrecke (s , d_p) abgeleitete Größe (d_R , d_T) verwendet.

18. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 15 bis 17 und nach Anspruch 10, wobei die Steuereinrichtung (57) zur Einstellung bzw. Voreinstellung die laterale Ausdehnung (Λ) des Patienten (3) verwendet.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen



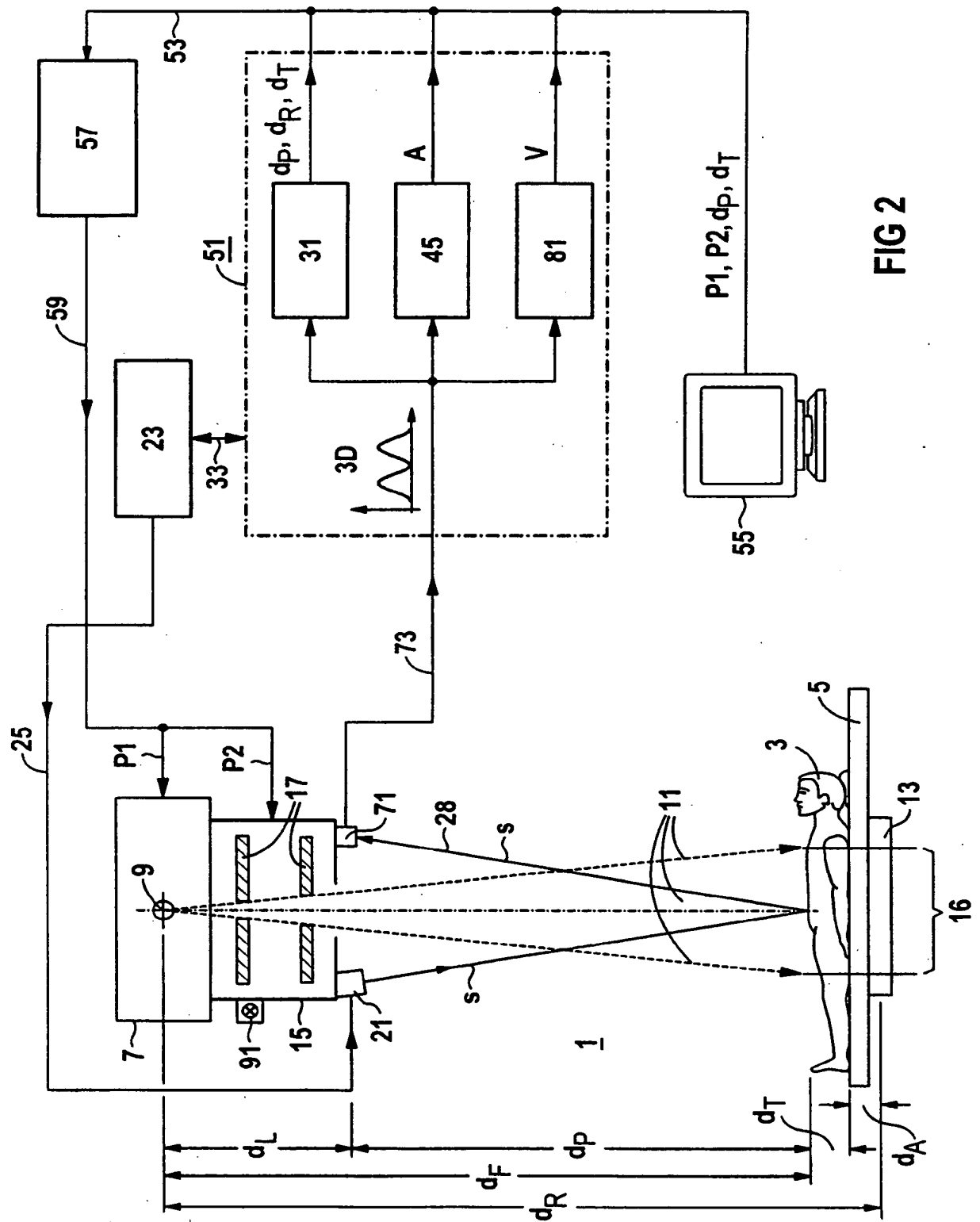


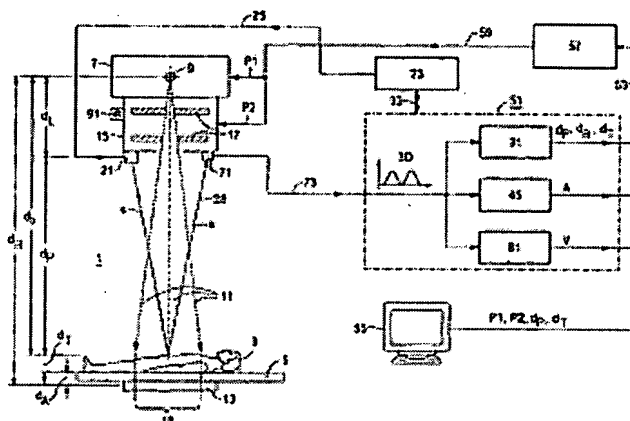
FIG 2

Medical X-ray apparatus in which the source to patient and source to detector path lengths are determined using a laser light source and time of flight measurements, so that shutter apertures can be accurately and quickly set

Patent number: DE10118183
Publication date: 2002-11-07
Inventor: SCHOLZ HANS-PETER (DE); MOLZ CLAUDIUS (DE)
Applicant: SIEMENS AG (DE)
Classification:
- **International:** A61B6/08; A61B5/103; G01S17/88; G03B42/02
- **European:** A61B6/00; A61B5/107H
Application number: DE20011018183 20010411
Priority number(s): DE20011018183 20010411

Abstract of DE10118183

X-ray apparatus (1) for medical use has a radiation source (7) for irradiation of a patient (3), a detector (13) for detection of radiation passing through the patient and measurement arrangement for measuring the path length (s , dp) between the source and the patient or detector. The measurement arrangement comprises a time of flight optical measurement system with a light receiver (27). Typically the light source used is an infrared, visible or UV laser light source (21).



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide